

DOI: 10.13973/j.cnki.robot.2017.0387

## 智能假肢手的生机电集成

姜力, 杨斌, 黄琦, 曾博, 樊绍巍, 杨大鹏, 郭闯强

(哈尔滨工业大学机器人技术与系统国家重点实验室, 黑龙江 哈尔滨 150001)

**摘要:** 探讨了智能假肢手生机电集成的关键问题, 包括与生机接口功能匹配的灵巧操作机构设计、假肢本体的机电集成、假肢与人体的物理集成界面、双向生机接口集成等。然后, 研究了驱动内置型智能假肢手指的集成化设计方法, 该手指具有 3 维力触觉、力矩和位置感知功能, 且传感器、驱动器和控制器均集成在手指内部。针对神经控制通道与感知反馈通道间的干扰, 结合电刺激对肌电信号 (EMG) 的干扰模型, 提出了基于双相电刺激和自适应滤波的干扰抑制方法。实验验证了该方法的有效性。

**关键词:** 智能假肢手; 生机电一体化; 集成; 生机接口; 电刺激

中图分类号: TP241.3

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2017)-04-0387-08

### Biomechatronic Integration of Intelligent Prosthetic Hand

JIANG Li, YANG Bin, HUANG Qi, ZENG Bo, FAN Shaowei, YANG Dapeng, GUO Chuangqiang

(State Key Laboratory of Robotics and System, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China)

**Abstract:** The key problems of biomechatronic integration for intelligent prosthetic hands are discussed, including the design of dexterous manipulation mechanism matching the function of bio-machine interface, the mechatronic integration of prosthetic hand body, human-machine physical interface, and integration of bidirectional bio-machine interface. Then the integrated design of intelligent prosthetic finger with internal actuator is presented. The finger features three-dimensional force tactile sensing, torque sensing and position sensing, and the actuator, sensors and controller are all integrated inside the finger. For the interference between control channel and feedback channel of bidirectional bio-machine interface, the interference suppression methods based on two-phase electric stimulation and adaptive filtering are presented according to the model of electric stimulation interference on electromyographic signals. The experimental results verify the effectiveness of the methods.

**Keywords:** intelligent prosthetic hand; biomechatronics; integration; bio-machine interface; electric stimulation

## 1 引言 (Introduction)

作为典型的生机电一体化系统, 智能假肢不仅承载着生机电一体化这一新兴学科的主要科学问题, 而且体现了广大肢残患者的迫切需求。人手是复杂的灵巧操作机构, 再造人手功能是人类长期以来的目标。假肢有几百年的发展历史, 1948 年世界上第一个肌电控制假肢问世, 实现了人体神经系统对假肢的控制。此后, 单自由度肌电控制假肢一直占据假肢的主流。进入 21 世纪, 随着生机电一体化技术的产生和发展, 假肢进入了第 2 次技术革命, 智能化成为新一代假肢的核心特征。2010 年, 智能假肢被《Life Science》列为未来的十大创新技术之一。

在一系列研发计划的推动下, 第 1 代智能假肢

问世。2007 年, 英国 Touch Bionics 公司研制成功了世界上首个各手指可独立运动的多自由度灵巧假肢产品 i-Limb<sup>[1-2]</sup>。该假肢手有 11 个活动关节, 每个手指由 1 个电机驱动。该成果标志着商业假肢手实现了单自由度向多自由度的跨越, 2008 年 i-Limb 假肢被《时代周刊》推举为全球 50 项最佳发明之一。继 i-Limb 之后, 德国 Vincent 公司和英国 RSL Steeper 公司分别于 2010 年和 2012 年推出了 Vincent 假肢手和 Bebionic 假肢手<sup>[3-4]</sup>。自 2005 年起, 美国 DARPA (国防部高级研究计划局) 启动了“革命性假肢”计划, 这是有史以来假肢领域最大的研究计划, Johns-Hopkins 等 30 多所大学和研究机构参与<sup>[5-6]</sup>。相继推出了 DEKA 智能假肢系统 (LUKE 假肢和 MPL 智能假肢), 其中 LUKE 假肢 2014 年通过 FDA (美国食品药品监督管理局) 认证,

2016年进入临床应用,已由美国国家仪器公司进行商业化生产。

智能假肢的特点是操作灵巧、感知丰富、神经控制和双向接口,具体特征为:(1)配置多主动自由度的灵巧运动机构;(2)具有触觉、位置和力等多种感知功能;(3)基于多源和多模态生物信号的人体运动信息解码;(4)具有双向通讯控制的生机接口。作为生机电一体化系统的核心单元,生机接口实现生物体与机电装置之间的信息传递与交互,对生机电一体化系统的性能具有决定性作用。具有双向信息交互和控制能力的生机接口是假肢智能化的重要特征之一,即神经系统能够根据意愿控制假肢运动,同时假肢的工作状态能够反馈给神经系统,实现假肢与人体神经系统的互连。实现人体与假肢的自然交互和协同操作是智能假肢走向实际应用、实现功能集成和人机共融的关键所在。

生机电一体化的科学内涵是生物体与机电装置的物理集成和功能集成,因此,集成是以智能假肢为代表的生机电一体化系统的核心技术。本文对智能假肢手的生机电集成化问题和设计方法进行研究。首先从假肢灵巧运动机构设计、假肢本体的机电集成、人机物理集成界面、生机接口的双向通道集成等方面探讨智能假肢手集成化设计需要解决的关键问题,然后结合研制的智能假肢及其生机接口系统,研究智能假肢手指及双向生机接口的集成化设计方法。

## 2 智能假肢手生机电集成的关键问题 (Key problems of biomechatronic integration for intelligent prosthetic hand)

作为典型的生机电一体化系统,智能假肢的生机电集成问题包括假肢本体的机电集成、双向生机接口的集成、假肢与生机接口的物理集成(人机物理界面)和功能集成(生机接口控制假肢,同时假肢状态反馈给神经系统)等方面。

### 1) 可与生机接口功能集成的灵巧操作机构设计

再造人手的灵巧操作功能是机器人灵巧手和假肢手的共同目标。人手是复杂的灵巧操作机构,有20多个自由度、30多个驱动器,能够以4 Hz~7 Hz的动作频率完成各种复杂的灵巧操作任务且具有丰富的感知功能,对操作对象和工作环境具有很强的适应性和快速的反应能力。基于人手运动特性解析,人手运动是由主模式运动和顺应运动、反射运动等特征运动的协调而形成的。模式运动是指针对不同形状与尺寸的物体,以合适的手部姿势实现

对物体的抓取;顺应运动是指在无神经系统干预的情况下,依靠生物系统的机械特性实现对不同目标的运动/力自适应;反射运动实现对外部随机扰动的快速响应。由于机器人灵巧手和假肢手的应用对象与控制方式不同,所以实现两者灵巧运动的机构设计方法是不同的。

面向机器人应用的灵巧手是通过多自由度、多主动关节和多驱动器的方式实现类人手的灵巧运动特性,多数机器人灵巧手采用全驱动方式。目前,国际上很多灵巧手的自由度配置和运动特性已经逼近人手,通过功能强大的处理器实现多手指多关节的灵巧运动和协调操作<sup>[7-10]</sup>。但是,面向残疾人应用的假肢手需要在人体神经信号的控制下工作,因此必须考虑假肢机构与生机接口的性能匹配和功能集成问题。目前,由于人体运动的神经信息编码不明,现有的大多数生机接口只能输出较少的离散运动模式,特别是对于有效肌肉群少且肌电信号弱的肢残患者来说,难以直接控制具有多主动自由度的灵巧操作机构;同时,与机器人灵巧手相比,假肢手的外形、尺寸和重量具有更加苛刻的要求。因此,如何在生机接口性能约束下以较少的主动自由度再现人手的灵巧运动特性是智能假肢机构设计需要解决的问题。

神经科学研究表明,人手在执行操作任务时,各手指关节的运动不是完全独立的,而是存在着协同运动,人手关节自由度存在着高度冗余。Santello等对手操作运动数据进行降维分析发现,2个主动驱动变量能够包含人手典型抓取模式下80%以上的运动信息<sup>[11]</sup>,这为少输入多输出的灵巧运动机构设计提供了依据和基础。

欠驱动是解决灵巧运动机构与生机接口功能匹配问题的主要途径。欠驱动是独立驱动器个数少于运动自由度个数的机构,在假肢中通常采用差动机构、连杆机构或腱传动机构,将一个运动输入分解为多个有差异的运动输出,这不仅可以降低假肢机械系统的复杂性,而且可以通过机械智能自动实现对被抓握物体的运动/力顺应。机械顺应方式不依赖于人体神经控制系统,是实现灵巧机构与生机接口功能匹配的主要途径。

### 2) 假肢手的机电集成设计

与机器人灵巧手相比,假肢手的外形、尺寸和重量有更严格的要求,同时需要满足运动速度和抓取力等技术要求。因此,如何在尺寸、外形和重量约束下,实现假肢手机构、驱动、传感和控制的集成,是一个具有挑战性的问题。

触觉是人手最重要的感知功能, 是人手能够灵巧操作和快速反应的核心感知。在智能假肢中, 触觉传感器检测抓取操作物体时的接触力、接触位置和滑动信息, 不仅为假肢自主控制提供实时信息反馈, 而且是生机接口中感知反馈通道的重要信息来源。触觉传感阵列的集成化设计包括 2 个问题: (1) 触觉传感阵列信息容量和单元布局的简约化设计。根据假肢操作功能和感知反馈的需求, 优化触觉传感阵列的配置, 以最少触觉单元数量和最优触点单元布局为假肢抓取操作和感知反馈通道重建提供传感信息。(2) 触觉传感阵列信息采集系统的集约化设计。对于多敏感单元的触觉阵列来说, 如果采用各敏感单元单独引线的方式, 则采集系统的尺寸较大且难以满足实时性要求, 因此通常采用行列扫描方式把各敏感单元分时接入测量回路。影响行列扫描式触觉信号采集精度的主要因素是回路串扰, 即非目标敏感单元串联形成旁路并入到当前测量回路中<sup>[12]</sup>。如何抑制回路串扰成为提升触觉传感精度的重要问题。

需要说明的是, 假肢作为人手运动和神经功能的替代工具, 还需要从实际应用的角度出发考虑功耗、噪音等具体要求, 这些因素直接影响到假肢被肢残患者的接受程度, 是假肢机电集成设计中必须考虑的技术问题。

### 3) 假肢手与残肢的人机物理界面设计

人机物理界面是假肢手与人体残肢端的物理连接接口, 实现假肢手与残肢的物理集成, 其主要功能是残肢力和运动的传递, 具有舒适性和安全性的要求。接受腔是目前商业假肢普遍采用的物理连接方式, 由于在设计接受腔时没有充分考虑残肢的生物力学特性和生物相容性, 所以长期临床应用中的安全性和舒适性较差。患者长时间佩戴假肢时, 由于残肢长期承受过大压力, 导致残肢组织血液循环受阻, 容易造成肿胀和湿疹, 甚至发生组织坏死。如果采用柔性物理界面, 虽然可以改善安全和舒适性能, 但是在假肢操作过程中会产生较大的运动/力传递误差及滞后现象。运动和力的精确传递要求人机物理界面具有“刚”的特性, 舒适性和安全性要求人机物理界面具有“柔”的特性, 功能传递性对界面的刚性要求与安全舒适性对界面的柔性要求形成了一对矛盾, 这是人机物理集成界面设计需要解决的主要问题<sup>[13]</sup>。

在设计假肢手与残肢的人机物理界面时, 需要从患者残肢的生物力学特性出发, 根据假肢操作状态引入刚度动态调控方式, 通过改变物理界面与残

肢的适配特性来适应假肢不同的操作状态, 兼顾物理界面的功能传递性和舒适安全性要求。

### 4) 双向生机接口的信息干扰与集成

生机接口实现生物体与机电装置的信息通讯和交互控制, 具有双向信息交互和控制能力的生机接口是假肢智能化的核心特征之一。在智能假肢的双向生机接口中, 通常采用的方式是: 基于表面肌电信号实现人体神经系统对假肢的控制, 采用电刺激实现假肢工作状态向人体神经系统的感知反馈。

由于经皮神经电刺激器与肌电传感器共享人体的体表传导环境, 而电刺激信号和肌电信号存在频率混叠, 因此不可避免地产生相互干扰, 特别是电刺激信号对微弱表面肌电信号的影响更大, 可以导致肌电信号品质下降甚至饱和和失效。因此, 如何抑制电刺激对肌电信号的干扰是实现生机接口双向通道集成需要解决的关键问题。

## 3 智能假手指的集成化设计 (Integrated design of intelligent prosthetic finger)

目前, 国际上大多数商业假肢和研究型假肢的驱动电机放置在手掌中, 只有少数假肢的电机放置在手指内部, 但现有的电机内置型假肢手缺乏足够的感知功能, 难以实现稳定抓握和精细操作, 且控制器放置在手指外部, 没有实现真正意义上的手指模块化。在肢残患者人群中, 部分手指缺失和手掌截肢的情况很多, 但是现有的半掌手和假手指多以机械被动式为主, 操作能力有限, 因此具有主动运动功能的机电感控一体化智能假手指不仅可以实现全掌假肢手的高度模块化和智能化, 而且可以用于半掌手和手指缺失患者, 扩大假肢的适用人群。

### 3.1 智能假手指的机构

综合考虑人手的关节配置和假肢手的应用需求, 本文研制的机电感控一体化智能假手指由可伸展/弯曲运动的近指节和中指节以及固定形式的远指节组成。根据假肢手的运动速度和抓握力要求, 手指驱动系统由直流电机、行星减速器和蜗轮蜗杆组成, 均置于近指节内部。其中, 蜗轮蜗杆可以实现机构的自锁, 这对于假肢应用来说是非常重要的。中指节和近指节采用腱传动方式实现耦合运动。

智能假手指的组成如图 1 所示, 机构、传感、驱动和控制器均集成在手指内部。与外部连接只需要 4 条线, 包括 2 条电源线和 2 条串行通讯线。手指的尺寸与人手相当, 质量不到 80 g, 运动速度为 60°/s, 指尖输出力达 12 N。



图1 智能假手指  
Fig.1 Intelligent prosthetic finger

### 3.2 假手指传感系统及其与机构的集成

根据假肢自主控制和感觉反馈的需求，研制的假手指具有关节位置、关节力矩、指尖3维触觉和温度等传感功能。

如图1所示，考虑到手指内部空间以及传感器与机构的集成化要求，在中指节处安装旋转电位计，用来检测手指关节的绝对位置；在中指节处采用机构传感一体化方式设计了基于应变测量原理的关节力矩传感器，用来检测手指关节所受的力矩；在手指控制电路中集成了温度检测芯片。

研制了基于压阻原理的触觉传感器阵列，该传感器的触觉敏感材料采用量子隧道效应复合物QTC (quantum tunnelling composite)，当没有外力作用时，QTC的电特性类似于绝缘体，阻值高达 $10^{12} \Omega$ ；当受到外力作用时，QTC类似于金属导体，在外力作用下电阻减小，QTC比压阻材料、压电材料和压容材料具有更高的灵敏度。基于QTC的3维触觉敏感单元如图2所示<sup>[14]</sup>。图2中，由上至下依次为敏感头、电极顶层、QTC层和电极底层。图3是3维触觉敏感单元的等效电路图。当受到大小和方向不同的作用力时，4个等效电阻的阻值发生相应的变化，由此计算得到法向力和2维切向力。

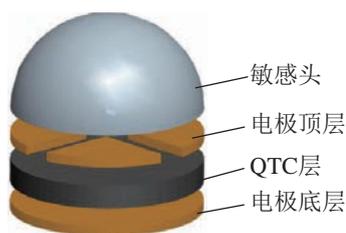


图2 基于QTC的3维触觉敏感单元  
Fig.2 QTC-based 3-D tactile sensing unit

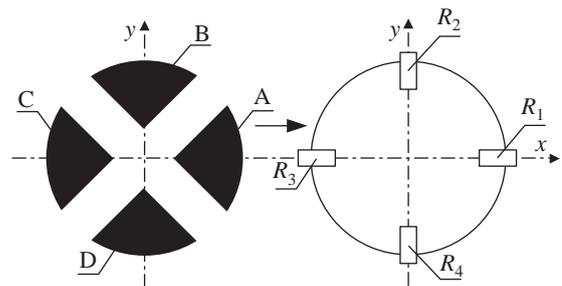


图3 3维力触觉敏感单元的等效电阻  
Fig.3 Equivalent resistance of 3-D tactile sensing unit

在触觉传感阵列布局方面，本文采用面向典型抓取模式的简约化设计方法<sup>[15]</sup>。根据抓取分类学，圆柱抓取、球形抓取、两指捏取、三指捏取、侧边抓取是日常生活中比较常用的几种操作模式。基于典型抓取模式的指尖触觉单元布局如图4所示。为了保证典型抓取模式下指尖与物体的接触区域存在触觉单元，把指尖表面分为A、B、C、D、E、F、G 7个区和13个触觉单元，A区主要面向精确抓取；B、C、D区主要面向三指捏取和球形抓取；E、F、G区主要面向强力抓取。其中，A、B、C、D区各有1个触觉单元，E、F、G区各有3个触觉单元，指尖共有13个触觉单元。A区单元的直径为4.5 mm，其余12个单元的直径为3 mm。

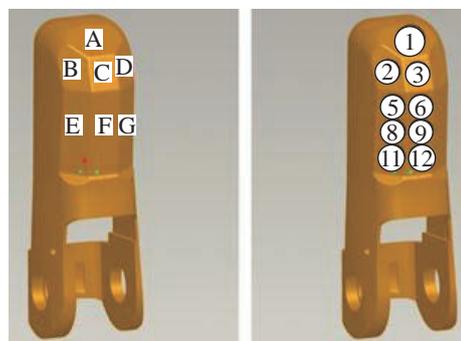


图4 基于抓取模式的指尖触觉单元布局  
Fig.4 Distribution of fingertip tactile units based on grasp mode

在触觉传感阵列信息采集方面，本文研制的指尖3维力触觉传感器采用阵列式结构。为了解决阵列式触觉传感器走线较多的问题，采用虚拟零电势法设计了行列并行引线方式的嵌入式触觉信号处理电路<sup>[14]</sup>。由13个单元组成的3维力触觉阵列的引线数量为17根，其中行引线为12根，列引线为5根。触觉传感器包括上下两层电极结构，行引线在电极顶层，列引线在电极底层。

分布式传感系统的集成化设计方法如下：(1) 传感器本体与机构进行一体化设计，如关节力矩传

感器; (2) 传感器信号就近处理, 触觉传感器具有独立的扫描和处理电路; (3) 针对传感器系统的分布式结构, 采用刚柔结合的传感器信号处理电路板.

### 3.3 智能假肢手的研制

基于机电感控集成的智能假手指, 设计了模块化的操作感知一体化假肢手, 如图 5 所示. 假肢手由 5 个智能假手指组成, 拇指还具有 1 个由直流电机驱动的外展/内收自由度, 以适应不同抓取模式和操作任务的要求.

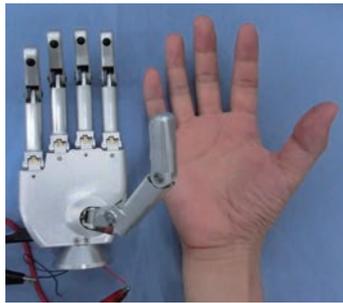


图 5 智能假肢手

Fig.5 Intelligent prosthetic hand

假肢手的控制系统采用主从分布式结构. 高层控制器放置在手掌内部, 负责生物运动信息解码、感觉反馈信号编码、多指规划和协调控制等; 底层控制器放置在手指内部, 负责手指的传感器信号采集、电机驱动以及手指控制等. 高层控制器和手指控制器分别基于可编程逻辑门阵列 (FPGA) 和数字信号处理器 (DSP) 设计.

## 4 双向生机接口的集成化设计 (Integrated design of bidirectional bio-machine interface)

如前所述, 双向信息交互是生机接口的发展趋势, 基于肌电等生物电信号的运动信息解码实现假肢控制, 基于电刺激等实现假肢状态向神经的反馈. 在双向生机接口集成化设计中, 如何抑制两者的信息干扰是关键问题.

### 4.1 电刺激对肌电信号的干扰

图 6 显示了电刺激信号与肌电信号通过人体表面产生相互干扰的情况. 为了更清晰地看到 2 种信号在人体内的串扰, 根据集总皮肤模型建立了电刺激对肌电信号提取的干扰模型<sup>[16]</sup>, 如图 7 所示. 图中,  $I_S$  为电刺激电流,  $U_S$  为施加在神经纤维上的电压值,  $U_{MF}$  为肌肉纤维的募集电势,  $U_{EMG}$  为肌电电极经差分放大后的采集信号. 电刺激对肌电信号  $U_{EMG}$  产生干扰有 2 个途径: 一是通过人体体表阻抗直接传递到肌电传感器采集端, 二是泄漏到皮肤

和皮下组织后扩散到肌肉纤维对应的皮下位置而对肌电信号产生干扰. 当人体处于潮湿环境和体表阻抗较小时, 通过第 1 个途径产生的干扰更明显.

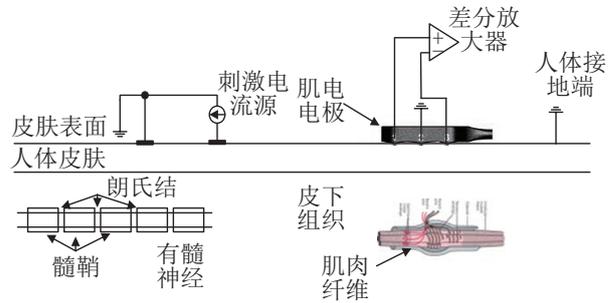


图 6 双向生机接口中反馈通道和控制通道间的干扰

Fig.6 Interference between feedback channel and control channel of bidirectional bio-machine interface

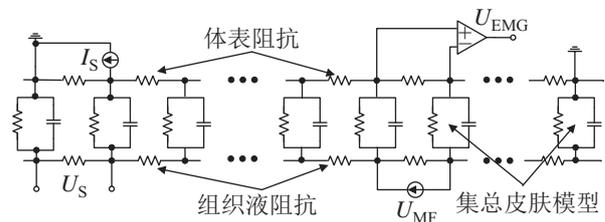


图 7 电刺激对肌电信号的干扰模型

Fig.7 Model of the interference of electric stimulation on EMG

### 4.2 基于双相电刺激的干扰抑制方法

电刺激实验结果显示, 正弦波簇和方波簇可以产生相似的刺激感. 为了达到相近的刺激效果, 正弦波簇需要更大的幅值, 这对肌电信号会产生更强的干扰. 因此从减少干扰的角度出发, 选择方波簇作为电刺激波形方式.

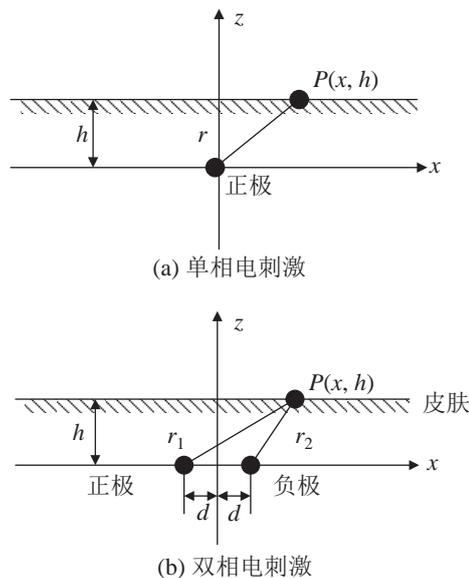


图 8 单相电刺激和双相电刺激示意图

Fig.8 Sketch of one-phase and two-phase electric stimulation

单相和双相电刺激及其电场变化分别如图 8 和图 9 所示。可以看到，与单相电刺激相比，分别施加正负两相信号到 2 个电刺激电极的双相电刺激方式，在距离刺激部位较远处的跨步压差明显降低，能够有效降低电刺激对肌电信号的干扰。

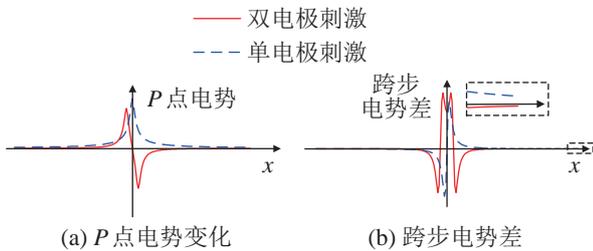


图 9 两种电刺激方式下的电场变化  
Fig.9 Electric field change under two types of electric stimulations

本文构建了图 10 所示的双向生机接口实验系统，用来研究单相电刺激和双相电刺激 2 种方式下电刺激对肌电信号的影响。在人体左臂放置电刺激器，在右臂上采用 6 个表面肌电传感器对电刺激噪声进行观测。肌电传感器沿前臂圆周方向均布，右臂保持放松状态。在实验中，2 种电刺激方式均采用方波簇载波，脉冲宽度为 250  $\mu\text{s}$ ，簇宽度均为 10 ms，刺激强度选择被试适宜值。图 11 和图 12 分别给出了 2 种电刺激方式下电刺激包络波频率变化时 6 个通道肌电传感器检测到的噪声波形。

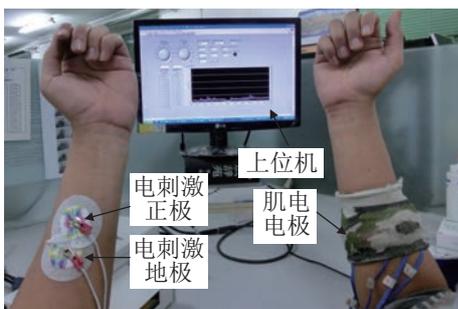


图 10 双向生机接口实验系统  
Fig.10 Experimental setup of bidirectional bio-machine interface

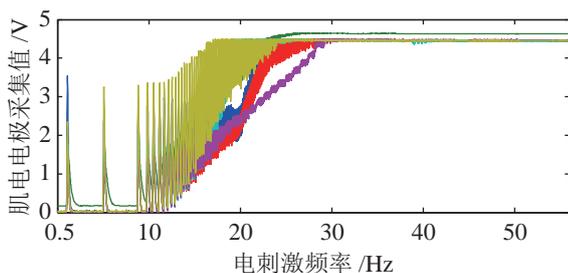


图 11 单相电刺激时的干扰波形  
Fig.11 Interference waveform of one-phase electric stimulation

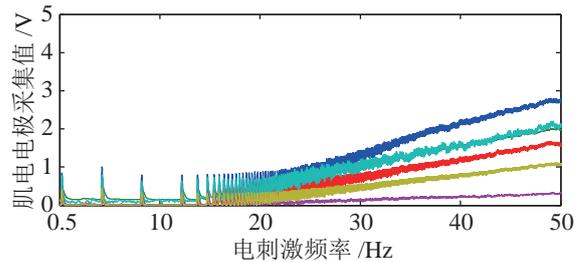


图 12 双相电刺激时的干扰波形  
Fig.12 Interference waveform of two-phase electric stimulation

比较图 11 与图 12 可以看到，采用单相电刺激时，6 通道肌电信号均产生饱和；采用双相电刺激时，电刺激波形对肌电信号的干扰显著下降，没有发生肌电信号的饱和现象，验证了双相电刺激方法对干扰抑制的有效性。

### 4.3 基于自适应滤波的干扰抑制方法

由于电刺激调制信号的频段与肌电信号的有用信息频段存在交叠，基于频率分离的数字滤波器难以在滤除电刺激干扰噪声的同时保留肌电信号的有用信息。另外，由于人体环境的复杂性，电刺激信号通过人体对肌电信号产生干扰时会产生畸变，难以从电刺激器输出的原始信号中获取有效的噪声先验信息，这使得基于先验信息的维纳滤波器无法应用。

针对电刺激对肌电信号的干扰问题，本文提出了一种基于最小均方 (LMS) 原理的自适应滤波器，其原理如图 13 所示。采用一个肌电传感器作为参考电极，放置在动作无关部位或肌电信号微弱部位，该电极的输出信号作为电刺激波形的观测序列  $x(k)$ ；其他肌电传感器作为测量电极，放置在动作相关部位，采集人体动作产生的肌电信号。每个测量电极产生一个叠加有电刺激噪声和肌电信号的观测序列  $y(k)$ ，其中电刺激噪声记为  $n(k)$ ，肌电信号记为  $s(k)$ ，则

$$y(k) = s(k) + n(k) \tag{1}$$

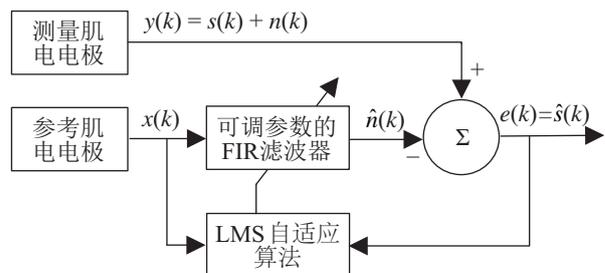


图 13 基于自适应滤波的噪声抑制  
Fig.13 Noise suppression based on adaptive filtering

将参考电极观测到的电刺激噪声信号  $x(k)$  通

过参数可调、具有良好收敛特性的有限冲击响应 (FIR) 滤波器, 得到一个电刺激噪声的估计序列  $\hat{n}(k)$ , 并用测量电极观测到的肌电-噪声混合序列  $y(k)$  将其消去, 得到误差序列  $e(k)$ , 它就是对肌电信号  $s(k)$  的一个无偏估计。

$$e(k) = \hat{s}(k) = y(k) - \hat{n}(k) \quad (2)$$

FIR 滤波器可以表示为

$$H(z) = \sum_{i=0}^{N-1} w(i)z^{-i} \quad (3)$$

则

$$\hat{n}(k) = \sum_{i=0}^{N-1} w(i)x(k-i) = \mathbf{W}^T \mathbf{X}_k \quad (4)$$

采用梯度下降法求解 FIR 滤波器的参数  $\mathbf{W}$ , 通过调节 FIR 滤波器参数, 当误差序列的均方值最小时, 肌电信号具有最大的信噪比。

采用 4.2 节的双向生机接口实验系统, 对基于自适应滤波的干扰抑制方法进行实验。实验中, 采用均方根 (RMS) 作为肌电信号特征, 每 50 个采样点求取一次均方根值, 当信号采集频率为 10 kHz 时, 肌电信号的时间窗为 5 ms。

为了确定自适应滤波器的阶数, 对参考肌电传感器与测量肌电传感器所测量的信号进行相关性分析, 获得二者相关度最大时的时间延迟。为了提高信噪比的同时减少运算量, 实验中选择自适应滤波器的阶数为 100。

采用测量传感器与参考传感器采集的肌电信号之间的相关度作为衡量干扰抑制效果的度量。图 14 是参考肌电传感器与测量肌电传感器原始信号的 40 000 点相关情况, 图 15 是经 LMS 自适应滤波器后的 40 000 点相关情况。实验结果表明, 滤波前原始肌电信号的相关度最大值为 0.885, 滤波后相关度最大值减小为 0.314, 验证了自适应滤波方法能够有效地剔除测量传感器中的电刺激噪声。

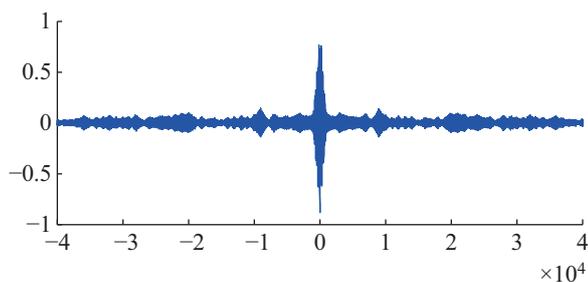


图 14 参考肌电信号与测量肌电信号滤波前的相关性  
Fig.14 Correlation of reference EMG and measured EMG before filtering

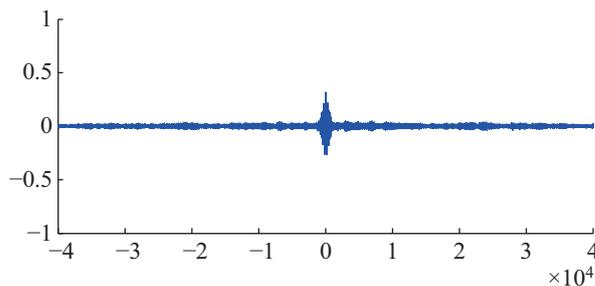


图 15 参考肌电信号与测量肌电信号滤波后的相关性  
Fig.15 Correlation of reference EMG and measured EMG after filtering

## 5 结论 (Conclusion)

本文探讨了智能假肢及其双向生机接口集成化的关键问题, 包括与生机性能相匹配的灵巧假肢运动机构设计及本体集成、假肢与残肢的物理连接界面以及双向生机接口集成等。结合自身工作, 研究了高度集成的智能假肢手指设计方法, 不仅可直接用于模块化的全掌假肢手, 而且为半掌手和假手指设计提供了解决方案; 提出了电刺激对肌电信号的干扰抑制方法, 并进行了实验验证, 为双向生机接口的集成和应用提供了依据。

## 参考文献 (References)

- [1] Connolly C. Prosthetic hands from touch bionics[J]. *Industrial Robot*, 2008, 35(4): 290-293.
- [2] Touch Bionics. Training protocol for therapists of i-limb™ ultra revolution and i-limb™ ultra[M/OL]. (2014-07-01) [2017-05-13]. [http://www.touchbionics.com/sites/default/files/files/i-limb ultra revolution OT manual.7.24.14.pdf](http://www.touchbionics.com/sites/default/files/files/i-limb%20ultra%20revolution%20OT%20manual.7.24.14.pdf).
- [3] Schulz S. First experiences with the Vincent hand[C]//*Proceedings of the 2011 MyoElectric Controls/Powered Prosthetics Symposium*. 2011.
- [4] Ottobock. Bebionic technical manual[M/OL]. (2017-04-03) [2017-05-13]. [http://bebionic.com/distributor/documents/Tech-Manual\\_Medium\\_Large\\_Hand.pdf](http://bebionic.com/distributor/documents/Tech-Manual_Medium_Large_Hand.pdf).
- [5] Weir R F, Mitchell M, Clark S, et al. The intrinsic hand – A 22 degree of freedom artificial hand-wrist replacement[C]//*Proceedings of the 2008 Myoelectric Controls/Powered Prosthetics Symposium*. 2008: 233-237.
- [6] Mitchell M, Weir R F. Development of a clinically viable multifunctional hand prosthesis[C]//*Proceedings of the 2008 Myoelectric Controls/Powered Prosthetics Symposium*. 2008: 45-49.
- [7] Butterfass J, Grebenstein M, Liu H, et al. DLR/Hand-II: Next generation of a dextrous robot hand[C]//*IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Piscataway, USA: IEEE, 2001: 109-114.
- [8] Jamshidi M, Ollero A, Dios J R M, et al. Developments in dexterous hands for advanced robotic applications[C]//*Proceedings of the World Automation Congress*. Piscataway, USA: IEEE, 2004: 123-128.

- [9] Lovchik C S, Diftler M A. The Robonaut Hand: A dexterous robot hand for space[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 1999: 907-912.
- [10] Liu H, Meusel P, Hirzinger G, et al. The modular multisensory DLR-HIT-hand: Hardware and software architecture[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2008, 13(4): 461-469.
- [11] Santello M, Flanders M, Soechting J F. Postural hand synergies for tool use[J]. Journal of Neuroscience, 1998, 18(23): 10105-10115.
- [12] Zhang T, Liu H, Jiang L, et al. Development of a flexible 3-D tactile sensor system for anthropomorphic artificial hand[J]. IEEE Sensors Journal, 2013, 13(2): 510-518.
- [13] Sang Y J, Li X, Luo Y. Biomechanical design considerations for transradial prosthetic interface: A review[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2016, 230(3): 239-250.
- [14] Zhang T, Fan S W, Jiang L, et al. Development and experiment analysis of anthropomorphic prosthetic hand with flexible three-axis tactile sensor[J]. International Journal of Humanoid Robotics, 2013, 10(3): No.1350028.
- [15] Zhang T, Jiang L, Wu X Y, et al. Fingertip three-axis tactile sensor for multifingered grasping[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2015, 20(4): 1875-1885.
- [16] Keller T, Kuhn A. Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation[J]. Journal of Automatic Control, 2008, 18(2): 35-45.

#### 作者简介:

姜 力 (1970-), 男, 博士, 教授. 研究领域: 生机电一体化, 机器人灵巧操作.

杨 斌 (1992-), 男, 博士生. 研究领域: 智能假肢.